

# RADIATION DETECTOR AND X-RAY CT DEVICE

Document 1

Publication number: JP2001318155

Publication date: 2001-11-16

Inventor: MIYAGI TAKESHI; FUKAZAWA YOSHIKAZU; ONO MACHIKO; IKEDA MITSUSHI

Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

Classification:

- international: G01T1/20; A61B6/03; G01T7/00; G01T1/00; A61B6/03; G01T7/00; (IPC1-7): G01T1/20; A61B6/03; G01T7/00

- European:

Application number: JP20010051443 20010227

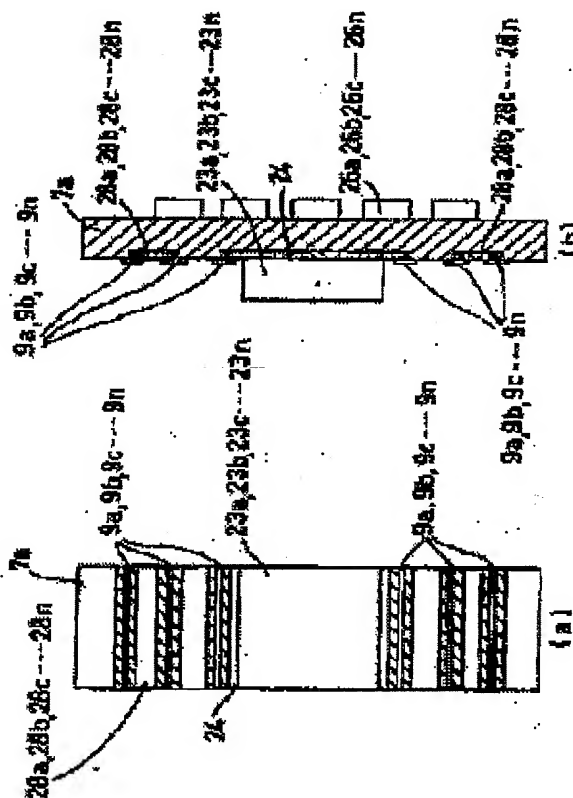
Priority number(s): JP20010051443 20010227; JP20000052383 20000228

Report a data error here

## Abstract of JP2001318155

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a radiation detector which can take a photograph of high resolution in a shorter photography time and a CT device which uses it.

**SOLUTION:** At least photodiode arrays 4, 24, 34, and 44 or switching elements 8a to 8n, 28a to 28n, 38a to 38n, and 48a to 48n and wiring boards 7, 7a, 7b, and 7c or the photodiode arrays and switching elements are electrically connected through flexible substrates 9a to 9n, 39, or bumps 49a to 49n.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The switching device electrically connected with the photodiode array optically connected with the scintillator member and this photodiode array is mounted in one field of a wiring substrate. In the radiation detector with which the data collection component which receives the electrical signal from said photodiode array was mounted in the field of another side of said wiring substrate Connection with said photodiode array or said switching element, and said wiring substrate, And the radiation detector with which one of connection is characterized by the thing of connection with said photodiode array and said switching element electrically connected using the flexible substrate at least.

[Claim 2] The electric connection with said each part using said flexible substrate is a radiation detector according to claim 1 characterized by an anisotropy electric conduction sheet or TAB connecting.

[Claim 3] The photodiode array by which the scintillator member and the photo-electric-conversion side were optically connected to one field of a wiring substrate, In the radiation detector with which the switching device electrically connected with this photodiode array was mounted, and the data collection component which receives the electrical signal from said photodiode array in the field of another side of said wiring substrate was mounted Said photodiode array is a radiation detector characterized by being mounted to said wiring substrate by the bump who penetration wiring penetrated to the principal plane of another side from the principal plane in which said photo-electric-conversion side is formed is formed, and was prepared on the principal plane of said another side.

[Claim 4] Said penetration wiring is polish recon and a radiation detector according to claim 3 characterized by being constituted with any 1 ingredient of W, nickel, and Cu.

[Claim 5] The X-ray CT scanner characterized by providing the radiation detector of a publication in either claim 1 thru/or the 4th term.

---

[Translation done.]

## \* NOTICES \*

JP0 and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

## DETAILED DESCRIPTION

## [Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to a radiation detector and the X-ray CT scanner of the multi-slice which used it.

[0002]

[Description of the Prior Art] It passed through the X-ray CT scanner, and it has realized compaction of exposure time, and a high definition fault image by high-speed rotation-ization of the appearance of a RIKARU scanning method or a multi-slice method, and an X-ray generator and a detector. Since especially compaction of exposure time can lessen pain of the patient at the time of inspection, the further improvement in the speed will be demanded from now on. Moreover, highly minute-ization of a photography image progresses to coincidence, and it is possible in old X-ray CT to photo discovery of the neoplasm which was not able to be seen, and an organ image equivalent to a quiescent state. As an X-ray CT scanner, the configuration is indicated by JP,10-127617,A, JP,10-73666,A, JP,11-221207,A, etc., for example. X-ray detection equipment is based on the structure by which two or more trains formation was carried out along the direction of a body axis of a photographic subject (the slice direction) by the X-ray detector module which has photosensors (optical/electrical converter), such as a photodiode. That is, the X-ray which is a radiation which exposure was carried out from the X-ray tube, and penetrated analyte is absorbed by the scintillator with which the X-ray detector module was equipped, and with the photodiode which is a photosensor, the fluorescence generated according to the absorbed amount is changed into an electrical signal, and is outputted. By the switching operation by switching equipment, the signal output from a photodiode array is sent to the data collector which has a magnification function and an A/D-conversion function one by one.

[0003] Drawing 7 (a) is the top view showing an example of the configuration of the conventional radiation detector, and drawing 7 (b) is the side-face sectional view. That is, the wiring substrate 91 is formed with a multilayer-interconnection substrate, and the predetermined circuit pattern (un-illustrating) is prepared in the front face. On the front face of this wiring substrate 91, they are the photodiode array 92 and switching devices 93a, 93b, and 93c. — 93n is mounted and they are the photodiode array 92 and switching elements 93a, 93b, and 93c. — 93n is bonding wires 94a, 94b, and 94c. — 94n connects. Moreover, switching devices [ — It connects with 96n. ] 93a, 93b, and 93c — 93n is bonding wires 94a, 94b, and 94c. — 94n connects with the circuit pattern of the wiring substrate 91, and this circuit pattern is the substrate wiring 95a, 95b, and 95c. — 95n is minded and they are the connectors 96a, 96b, and 96c of the rear face of a wiring substrate. These connectors 96a, 96b, and 96c — In 96n, they are the electric wires 97a, 97b, and 97c, such as a flat cable. — 97n is attached, it connects with the data collector (not shown) of the module exterior, and a signal is transmitted and received. In addition, scintillator members 98a, 98b, and 98c which change into the light the X-ray which is a radiation in the upper part of the photodiode array 92 — 98n is carried.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] The configuration of an X-ray detector requires compaction of the further exposure time, and high resolution photography from the latest medical site. In order to raise the engine performance of an X-ray detector, it is effective to increase the number of slices, but if the number of slices increases, since the number of signals from a photodiode array will increase remarkably, the pitch or area of a bonding pad of a photodiode array, a switching device, and a wiring substrate cannot become very small, and it cannot connect by the wirebonding

method. For this reason, in the multi-slice X-ray CT in the conventional technique, even four slices are limitations and development of the radiation detector of new structure was desired. This invention was made based on these situations, and aims at shortening exposure time and offering the possible radiation detector of high resolution photography, and the X-ray CT scanner using it.

[Means for Solving the Problem] In order to solve the above-mentioned technical problem, the switching device connected as electrically [ this invention ] as the photodiode array optically connected with the scintillator member in one field of a wiring substrate and this photodiode array is mounted. In the radiation detector with which the data collection component which receives the electrical signal from said photodiode array was mounted in the field of another side of said wiring substrate Connection with said photodiode array or said switching element. and said wiring substrate. And one of connection offers at least the radiation detector of connection with said photodiode array and said switching element electrically connected using the flexible substrate. As for the electric connection with said each part using said flexible substrate, at this time. it is desirable that an anisotropy electric conduction sheet or TAB connects.

[0006] Moreover, the photodiode array by which, as for this invention, the scintillator member and the photo-electric-conversion side were optically connected to one field of a wiring substrate, In the radiation detector with which the switching device electrically connected with this photodiode array was mounted, and the data collection component which receives the electrical signal from said photodiode array in the field of another side of said wiring substrate was mounted Penetration wiring penetrated to the principal plane of another side from the principal plane in which said photo-electric-conversion side is formed is formed, and said photodiode array offers the radiation detector mounted to said wiring substrate by the bump prepared on the principal plane of said another side.

[0007] As for said penetration wiring, at this time, it is desirable to be constituted with polish recon and any 1 ingredient of W, nickel, and Cu.

[0008] Moreover, this invention offers the X-ray CT scanner possessing these radiation detectors.

[0009]

[Embodiment of the Invention] Below, it explains, referring to a drawing about the gestalt of 1 operation of this invention. a radiation detector is accumulated and constituted — it comes out and an example of the configuration of X-ray solid-state detection equipment is explained based on drawing 1 (a) and (b). Drawing 1 (a) is the perspective view of the detecting element of X-ray solid-state detection equipment, and drawing 1 (b) is the perspective view of the radiation detector which is the component of that. Medical CT scanner equipment (un-illustrating) is the radiation detector modules 1a, 1b, and 1c for detecting two or more X-rays located in a line with one train in the perpendicular direction (the direction of a channel) to the direction of a body axis and the direction of X-ray incidence of X line source and analyte which are a radiation. — By rotating 1n around analyte with a stand, it scanned, while the X-ray beam changed regularly the include angle which intersects analyte, and data have been obtained. Radiation detector modules 1a, 1b, and 1c — Together with one train, for example, ten trains were established in the direction of a channel more than in two or more trains, i.e., eight trains, and 1n of projection data which is the X-ray attenuation measured value of the X-ray fan beam (X-ray beam) emitted from X line source is detected.

[0010] That is, radiation detector modules 1a, 1b, and 1c — 1n Each scintillator segment 2a which changes into the amount of charges faithfully the X-ray dosage which penetrated analyte, and is used for it, 2b, 2c — Each scintillator members 3a, 3b, and 3c which constitute 2n — 3n emits fluorescence in response to an X-ray, and they are Photodiodes 4a, 4b, and 4c. — It has changed into the amount of charges (current) by the photodiode array 4 which consisted of 4n. Thus, since a radiation detector module is a module which carries out photo electric conversion of the light which a scintillator block emits, it is also called a "scintillator module." Scintillator members 3a, 3b, and 3c used for a CT scanner — As a 3n ingredient, it is an inorganic crystal and NaI (TI), CsI (TI), BGO (Bi<sub>4</sub>germanium 3O<sub>14</sub>), and CdWO<sub>4</sub> grade are used in many cases.

[0011] Namely, radiation detector modules 1a, 1b, and 1c prepared in the radiation detector (multi-slice) — 1n Scintillator members 3a, 3b, and 3c according to individual arranged by two-dimensional [ which will emit light in the light if an X-ray is received ] — Scintillator segment 2a which consists of 3n, 2b, 2c — 2n, Photodiodes 4a, 4b, and 4c optically joined so that the light which emitted light in this scintillator segment might be received and the signal current might be generated — 4n. The

stripe block which is constituted from a Rhine-like X-ray screen which hides the location gap on the array of the direction which has been arranged between a scintillator segment and a photodiode array and met the channel of a scintillator member and which is not illustrated, And resemble the collimator 5 arranged to X line source side at right angles to this X-ray screen and the supporting material 6 for holding them to one is constituted.

[0012] Since such a radiation detector is constituted, they are the scintillator members 3a, 3b, and 3c first. — Positioning adhesion of the 3n is carried out, and they are each scintillator segment 2a, 2b, and 2c one by one. — They are the radiation detector modules 1a, 1b, and 1c by fixing so that 2n may be formed, this may be optically pasted up on the photodiode array 4 and it may connect with the wiring substrate 7 electrically after that. — 1n is constituted. And radiation detector modules 1a, 1b, and 1c on which the photodiode array 4 was pasted up to the collimator 5 made from a cobalt alloy incorporated so that it might unite with the pitch of a scintillator member — As alignment of the 1n is carried out, it is fixing to supporting material 6. Supporting material 6 holds each in one so that a collimator 5 may be maintained by the predetermined pitch. In addition, the wiring substrate 7 is a multilayer-interconnection substrate, and the predetermined circuit pattern is prepared also in the front face. The photodiode array 4 and a switching device are mounted in the front-face side of this wiring substrate 7, and the photodiode array 4 and the switching device are connected electrically. Moreover, this switching device is electrically connected to the data collection component (it mentions later) mounted in the rear-face side of the wiring substrate 7 through penetration wiring formed into the wiring substrate 7.

[0013] Therefore, radiation detector modules 1a, 1b, and 1c — Photo electric conversion of the radiation which received light with the scintillator block which 1n has is carried out to the electrical signal which has the power according to the dose. The electrical signal output corresponding to the radiation which carried out incidence to the scintillator block can be obtained as detection data by taking out the electrical signal in each photodiode component, making component selection by the switching device. Collection processing of this detection data is carried out by DAS (Data Acquisition System) which is the data collection component which consists of a semiconductor integrated circuit, and it sends out to an external device. Drawing 2 is the block diagram showing the contents of processing of DAS. Namely, radiation detector modules 1a, 1b, and 1c which show the processing sequence of the signal after the X-ray was changed into the light by scintillator block and photo electric conversion was carried out, and have a scintillator block — From 1n, detection data are sent out to DAS, and it is processed in amplifier 11, sample hold 12, a multiplexer 13, and the A-D conversion machine 14 one by one, and outputs from an interface 15 to the computer 16 which is an external device. Next, each example of the radiation detector module fixed to the wiring substrate, i.e., a radiation detector, is explained to a detail.

[0014] (Example 1) Drawing 3 (a) is the top view of the radiation detector of this invention, and drawing 3 (b) is the cross-section side elevation. Wiring substrate 7a consists of ceramics or glass epoxy material, it is formed with a multilayer interconnection, and the predetermined circuit pattern (un-illustrating) is prepared in the front face. On this wiring substrate 7a, the photodiode array 24 and switching device 28a, 28b, 28c — 28n is mounted. The photodiode array 24 and switching device 28a, 28b, 28c — The part in which 28n is mounted is each component 24, and 28a, 28b and 28c. — It is dug deep according to the thickness of 28n, and they are each component 24, and 28a, 28b and 28c. — It is constituted so that a 28n field and the field of wiring substrate 7a may become the almost same height. Scintillator members 23a, 23b, and 23c which change an X-ray into light on the photodiode array 24 — It connects optically and 23n is mounted. Moreover, in the rear face of wiring substrate 7a, they are the data collection components 26a, 26b, and 26c. — 26n is mounted. Moreover, flexible substrate 9a to which, as for the photodiode array 24 and wiring substrate 7a, pattern wiring was given, 9b, 9c — It connects with the circuit pattern of wiring substrate 7a electrically by 9n, respectively. Moreover, switching devices 28a, 28b, and 28c — They are the flexible substrates 9a, 9b, and 9c to the circuit pattern of wiring substrate 7a like 28n and I/O of wiring substrate 7a. — It connects by 9n. Therefore, each component 24, and 28a, 28b, 28c — 28n connects electrically through the circuit pattern of wiring substrate 7a, respectively.

[0015] these flexible substrates 9a, 9b, and 9 — c—9n, each component 2, and 28a, 28b and 28 — ACF (Anisotropic Conductive Film) which used the anisotropy electric conduction sheet for c—28n connection — law and the TAB method for forming letter electrodes of a projection, such as a golden

bump, beforehand, and performing bonding are used. In this example, the minimum wiring width of face has connected the flexible substrate 7 in which copper wiring 15 micrometers and whose wiring pitch 35 microns and the distance between wiring are 50 micrometers was formed, on the insulation sheet which consists of polyimide material using the anisotropy electric conduction sheet. Moreover, since the protection coat is given with epoxy system resin for a mechanical strength and improvement in insulation (not shown), even if the number of slices becomes eight or more (for example, ten trains) trains, it is correctly connectable with a flexible substrate top or a connection part. On the other hand, since bonding with a pad pitch of about 80 micrometers was a limitation practical, if the number of slices became eight or more trains in the case of the wirebonding method which is an approach currently performed conventionally, since the number of the signal lines taken out from each component of a photodiode array would become huge and connection with the pad pitch of 50 micrometers or less would be required, the correspondence to it was difficult.

[0016] The manufacture approach of these radiation detector modules is explained with reference to drawing 3 (a) and drawing 3 (b). First, data collection components 26a, 26b, and 26c by which packaging was carried out to the rear face of wiring substrate 7a which is the ceramic multilayer-interconnection substrate manufactured using the thick-film-wiring technique and the coincidence baking technique — 26n is mounted by soldering. Subsequently, the photodiode array 24 and switching devices 28a, 28b, and 28c — Adhesion immobilization of the 28n is carried out on the front face of wiring substrate 7a using epoxy system resin. Then, flexible substrates 9a, 9b, and 9c — 9n, each mounted component 24, and 28a, 28b, 28c — Alignment of 28n and wiring substrate 7a was performed, and it connected with the anisotropy electric conduction sheet. Curing temperature of the anisotropy electric conduction sheet in that case was performed at 180 degrees C. To the last, they are the scintillator members 23a, 23b, and 23c. — The radiation detector module was formed by performing alignment and pasting up 23n to the photodiode array 24.

[0017] (Example 2) Drawing 4 (a) is the top view of the radiation detector of this invention, and drawing 4 (b) is the cross-section side elevation. The structure of the radiation detector in this example is the same as the structure of (an example 1) except the configuration of the flexible substrate which has connected electrically between each component mounted in the front face of a wiring substrate.

[0018] That is, wiring substrate 7b consists of ceramics or glass epoxy material, it is formed with a multilayer interconnection, and the predetermined circuit pattern (un-illustrating) is prepared in the front face. On this wiring substrate 7b, the photodiode array 34 and switching device 38a, 38b, 38c — 38n is mounted. The photodiode array 34 and switching device 38a, 38b, 38c — It is dug deep according to the thickness of each component, and the part in which 38n is mounted is each component 34, and 38a, 38b and 38c. — It is constituted so that a 38n field and the field of the wiring substrate 7 may become the almost same height. Scintillator members 33a, 33b, and 33c which change an X-ray into light on the photodiode array 34 — It connects optically and 33n is mounted. In the rear face of wiring substrate 7b, they are the data collection components 36a, 36b, and 36c. — 36n is mounted. Moreover, it connects electrically with the flexible substrate 39 with which wiring was given, and the photodiode array 34 and wiring substrate 7b are switching devices 38a, 38b, and 38c. — I/O of 38n and wiring substrate 7b is similarly connected with the flexible substrate 79. these flexible substrates 39, each component 34, and 38a, 38b and 38 — ACF (Anisotropic Conductive Film) which used the anisotropy electric conduction sheet for c—38n connection — law and the TAB method for forming letter electrodes of a projection, such as a golden bump. beforehand, and performing bonding are used.

[0019] Thus, each component 34, and 38a, 38b, 38c — Since the class and number of sheets of the flexible substrate 39 can become fewer since the circuit for 38n electric connection is formed on one flexible substrate 39, and a connection process can also be decreased further, it is advantageous also in cost. however — in this case — connection of the flexible substrate 39 — the photodiode array 34, wiring substrate 7b, and switching devices 38a, 38b, and 38 — the condition that alignment of each c—38n electrode and the electrode of the flexible substrate 39 was carried out correctly — each component 34, and 38a, 38b and 38 — it is necessary to paste up c—38n on wiring substrate 7b. It is realizable by using for this alignment the double-sided alignment equipment (un-illustrating) which has a half mirror (un-illustrating).

[0020] The manufacture approach of the radiation detector module shown in this example is the



same as that of a process [ being fundamental (example 1) ]. First, data collection components 36a, 36b, and 36c by which packaging was carried out to the rear face of wiring substrate 7b which is the ceramic multilayer-interconnection substrate manufactured using the thick-film-wiring technique and the coincidence baking technique -- 36n is mounted by soldering. Subsequently, the photodiode array 34 and switching devices 38a, 38b, and 38c -- Adhesion immobilization of the 38n is carried out on the front face of wiring substrate 7b using epoxy system resin. Then, the flexible substrate 39, and 38a, 38b, 38c which were mounted -- Alignment of 38n and wiring substrate 7b was performed, and it connected with the anisotropy electric conduction sheet, [ each component 34, and ] Curing temperature of the anisotropy electric conduction sheet in that case was performed at 180 degrees C. To the last, they are the scintillator members 33a, 33b, and 33c. -- The radiation detector module was formed by pasting up 33n, after performing alignment to the photodiode array 34.

[0021] (Example 3) Drawing 5 (a) is the top view of the radiation detector of this invention, and drawing 5 (b) is the cross-section side elevation, the components with which the structure of the radiation detector in this example constitutes detectors, such as a photodiode array and a switching device, -- with and (example 1) (example 2), although it is the same, in this example, flip chip mounting of a photodiode array or the switching device is carried out at the wiring substrate using the bump, respectively. That is, wiring substrate 7c consists of ceramics or glass epoxy material, it is formed with a multilayer-interconnection substrate, and the predetermined circuit pattern (un-illustrating) is prepared in the front face. On the circuit pattern on this wiring substrate 7c, they are the photodiode array 44 and switching devices 48a, 48b, and 48c. -- 48n is Bumps 49a, 49b, and 49c. -- It is mounted through 49n. Scintillator members 43a, 43b, and 43c which change an X-ray into light on the photodiode array 44 -- 43n is arranged. Moreover, in the rear-face side of wiring substrate 7c, they are the data collection components 48a, 48b, and 48c. -- 48n is Bumps 49a, 49b, and 49c. -- It is mounted through 49n.

[0022] The manufacture approaches of the radiation detector shown in this example are the data collection components 46a, 46b, and 46c by which packaging was first carried out to the rear face of wiring substrate 7c which is the ceramic multilayer-interconnection substrate manufactured using the thick-film-wiring technique and the coincidence baking technique. -- They are switching devices 48a, 48b, and 48c to the front face of the ceramic multilayer-interconnection substrate 71 about 46n again. -- 48n is mounted by soldering. In this case, switching devices 48a, 48b, and 48c -- 48n and data collection components 46a, 46b, and 46c -- 46n is Bumps 49a, 49b, and 49c to the electrode formed in the right face of each chip. -- 49n is formed for example, by the electroplating method, and it mounts by the flip chip method.

[0023] The mimetic diagram of the cross section of the photodiode array 44 of this invention is shown in drawing 6 . Photodiodes 44a, 44b, and 44c used as the body of the photo-electric-conversion section -- The wiring 52 which takes out a signal is formed in the front face of the photodiode array 44 from each diffusion layer 51 in which 44n is formed. This wiring 52 is installed so that it may connect with the penetration wiring 54 formed by penetrating the front flesh side of Si wiring substrate 53. The bump 55 is formed in the rear-face side of a photodiode 44 in the condition of having connected with the penetration wiring 54. In addition, the penetration wiring 54 can be formed by polish recon, or W, nickel and Cu. Moreover, by silicon oxide, insulator layers 56a, 56b, and 56c are formed between each wiring 52 and 54 and Si wiring substrate 53, and it is insulated. It is possible to be able to form the through hole of the penetration wiring 54 easily by the dry etching of a RIE method, and to perform restoration of an electrical conducting material with a CVD method or electroplating. In a CVD method, nickel and copper of a packing material are effective from the field of electrical characteristics at polish recon, a tungsten, and electroplating. Moreover, the copper bump and solder bump who formed with electroplating can connect the letter electrode of a projection with the wiring substrate 7 with high dependability.

[0024] Usually, the electrode for a photodiode array to output the current acquired by photo electric conversion to the principal plane of the same side as a photo-electric-conversion side is formed. In such a photodiode array, since turning and mounting the field in which the body of a photodiode for detecting light theoretically is formed in a multilayer-interconnection substrate side was not allowed, connection with a circuit pattern was conventionally made by wirebonding. In this example, flip chip mounting of a photodiode array was enabled by considering as the structure shown in drawing 6 .

[0025] As explained above, the structure where at least one combination of a wiring substrate

connects the flexible substrate 7 with a photodiode array, a wiring substrate, a photodiode array and a switching device, or a switching device electrically by the anisotropy electric conduction sheet (the ACF method) or the TAB method is effective in the mounting structure of a radiation detector with many slices. Moreover, the penetration wiring 54 which penetrates the interior towards a rear face was formed from the front face where the photo-electric-conversion section was arranged, and the photodiode array in which the bump 55 was formed at the rear face was constituted so that it might connect with this penetration wiring 54. The structure which carried out flip chip mounting contributes to the wiring substrate 7 at the densification of a photo-electric-conversion side using a bump, and it is suitable for the mounting structure of a radiation detector with still more slices. [0026] Moreover, the X-ray CT scanner which arranged in the shape of radii and constituted these radiation detectors as shown in drawing 1 (a) is useful. After the X-ray which came out of the radiation source penetrates the body by that cause, it is absorbed by the radiation detector, and it becomes realizable that a precise and good image obtains by processing the transparent data by computer.

[0027]

[Effect of the Invention] According to this invention, with the conventional technique, the radiation detector used by the multi-slice X-ray CT which gave high dependability and was not able to realize low cost is made realizable. Moreover, the X-ray CT scanner using it makes it possible to obtain a precise and good image.

---

[Translation done.]



## \* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

DESCRIPTION OF DRAWINGS

---

## [Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] (a) is the perspective view of X-ray solid-state detection equipment, and (b) is the perspective view of a radiation detector.

[Drawing 2] The block diagram showing the path of signal processing in DAS.

[Drawing 3] (a) is the top view of the example of the radiation detector of this invention, and (b) is the cross-section side elevation.

[Drawing 4] (a) is the top view of the example of the radiation detector of this invention, and (b) is the cross-section side elevation.

[Drawing 5] (a) is the top view of the example of the radiation detector of this invention, and (b) is the cross-section side elevation.

[Drawing 6] The cross-section side elevation showing the operation gestalt of the photodiode array of this invention.

[Drawing 7] (a) is the top view of the example of the conventional radiation detector, and (b) is the cross-section side elevation.

## [Description of Notations]

1a, 1b, 1c-1n — Radiation detector module,

2a, 2b, 2c-2n — Scintillator segment,

3a, 3b, 3c-3n — Scintillator member,

4, 24, 34, 44 — Photodiode array,

7, 7a, 7b, 7c — Wiring substrate,

8a-8n, 28a-28n, 38a-38n, 48a-48n — Switching device

9a, 9b, 9c-9n, a 39 — flexible substrate,

26a-26n, 36a-36n, 46a-46n — Data collection component,

49a, 49b, 49c-49n — Bump

---

[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)      (12) 公開特許公報 (A)      (11) 特許出願公開番号  
特開2001-318155  
(P2001-318155A)  
(43) 公開日 平成13年11月16日 (2001. 11. 16)

(51) Int. Cl. 7	識別記号	F I	予-IT-ト (参考)
G 0 1 T    1/20		G 0 1 T    1/20	G    2 G 0 8 8 E    4 C 0 9 3
A 6 1 B    6/03	3 2 0	A 6 1 B    6/03	3 2 0 S
G 0 1 T    7/00		G 0 1 T    7/00	A

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2001-51443 (P2001-51443)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成13年2月27日 (2001. 2. 27)	(72) 発明者	宮城 武史 神奈川県横浜市磯子区新磯子町33番地 株 式会社東芝生産技術センター内
(31) 優先権主張番号	特願2000-52383 (P2000-52383)	(72) 発明者	深澤 美和 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
(32) 優先日	平成12年2月28日 (2000. 2. 28)	(74) 代理人	100083161 弁理士 外川 英明
(33) 優先権主張国	日本 (J P)		

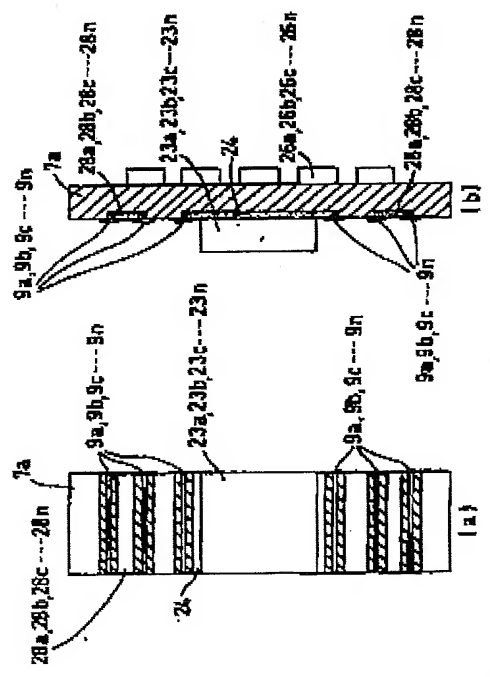
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線検出器、およびX線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 撮影時間を短縮し、かつ、高解像度な撮影の可能な放射線検出器とそれを用いたCT装置を提供すること。

【解決手段】 フォトダイオードアレイ4、24、34、44又はスイッチング素子8a~8n、28a~28n、38a~38n、48a~48nと、配線基板7、7a、7b、7cとの接続、あるいは、前記フォトダイオードアレイと前記スイッチング素子との接続のうち、少なくともいずれかの接続が、フレキシブル基板9a~9n、39、又は、バンプ49a~49nを介して電気的に接続される。



(2)

特開2001-318155

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 配線基板の一方の面に、シンチレータ部材と光学的に接続されたフォトダイオードアレイとこのフォトダイオードアレイと電気的に接続されたスイッチ素子とが実装され、前記配線基板の他方の面に、前記フォトダイオードアレイからの電気信号を受けるデータ収集素子が実装された放射線検出器において、前記フォトダイオードアレイもしくは前記スイッチング素子と前記配線基板との接続、および、前記フォトダイオードアレイと前記スイッチング素子との接続の少なくともいずれか一方の接続が、フレキシブル基板を用いて電気的に接続されていることを特徴とする放射線検出器。

【請求項2】 前記フレキシブル基板を用いての前記各部位との電気的な接続は、異方性導電シートもしくはTABにより接続されていることを特徴とする請求項1記載の放射線検出器。

【請求項3】 配線基板の一方の面に、シンチレータ部材と光電変換面とが光学的に接続されたフォトダイオードアレイと、このフォトダイオードアレイと電気的に接続されたスイッチ素子が実装され、前記配線基板の他方の面に前記フォトダイオードアレイからの電気信号を受けるデータ収集素子が実装された放射線検出器において、前記フォトダイオードアレイは、前記光電変換面が形成されている主面から他方の主面に貫通する貫通配線が形成されており、前記他方の主面上に設けられたバンプにより前記配線基板に対して実装されていることを特徴とする放射線検出器。

【請求項4】 前記貫通配線は、ポリシリコン、W、Ni、Cuのいずれかの材料により構成されていることを特徴とする請求項3記載の放射線検出器。

【請求項5】 請求項1乃至4項のいずれかに記載の放射線検出器を具備することを特徴とするX線CT装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、放射線検出器とそれを用いたマルチスライスのX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 X線CT装置は、ヘリカルスキャン方式やマルチスライス方式の出現と、X線発生器と検出器の高速回転化により、撮影時間の短縮、高精細な断面画像を実現している。特に、撮影時間の短縮は検査時における患者の苦痛を少なくできるため、今後さらなる高速化が要望されている。また、同時に撮影画像の高精細化が進み、これまでのX線CTでは見ることはできなかった腫瘍の発見や、静止状態と同等の臓器画像を撮影することが可能となっている。X線CT装置としては、例えば、特開平10-127617号公報や、特開平10-73666号公報、特開平11-221207号公報な

どに、その構成が開示されている。X線検出装置は、フォトダイオード等の光センサ（光電変換器）を有するX線検出器モジュールが、被写体の体軸方向（スライス方向）に沿って複数列形成された構造を基本としている。すなわち、X線管球から照射され被検体を透過した放射線であるX線を、X線検出器モジュールに備えられたシンチレータにより吸収し、その吸収量に応じて発生される蛍光を、光センサであるフォトダイオードによって電気信号に変換して出力するようになっている。スイッチ装置によるスイッチング動作により、フォトダイオードアレイからの信号出力を、増幅機能やA/D変換機能を有するデータ収集装置に順次送る。

【0003】 図7(a)は、従来の放射線検出器の構成の一例を示す平面図で、図7(b)は、その側面断面図である。すなわち、配線基板91は多層配線基板で形成され表面に所定の配線パターン（不図示）が設けられている。この配線基板91の表面上にはフォトダイオードアレイ92とスイッチ素子93a、93b、93c...93nが実装され、フォトダイオードアレイ92とスイッチ素子93a、93b、93c...93nとはボンディングワイヤ94a、94b、94c...94nによって接続されている。また、スイッチ素子93a、93b、93c...93nはボンディングワイヤ94a、94b、94c...94nによって配線基板91の配線パターンに接続され、この配線パターンは基板配線95a、95b、95c...95nを介して配線基板の裏面のコネクタ96a、96b、96c...96nに接続されている。このコネクタ96a、96b、96c...96nには、フラットケーブルなどの電線97a、97b、97c...97nが取り付けられており、モジュール外部のデータ収集装置（図示せず）と接続されて信号の送受信を行なう。なお、フォトダイオードアレイ92の上部には、放射線であるX線を可視光に変換するシンチレータ部材98a、98b、98c...98nが搭載されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 X線検出器の構成では、近時の医療現場から、さらなる撮影時間の短縮と高解像度な撮影が要求されている。X線検出器の性能を向上させるには、スライス数を増やすことが有効であるが、スライス数が増えるとフォトダイオードアレイからの信号数が著しく多くなることから、フォトダイオードアレイやスイッチ素子、配線基板のボンディングパッドのピッチや面積が非常に小さくなり、ワイヤボンディング法では接続が不可能である。このため、従来技術におけるマルチスライスX線CTでは4スライスまでが限界であり、新たな構造の放射線検出器の開発が望まれていた。本発明はこれらの事情に基づいてなされたもので、撮影時間を短縮し、かつ、高解像度な撮影の可能な放射線検出器と、それを用いたX線CT装置を提供することを目的としている。

(3)

特開2001-318155

## 【0005】

【課題を解決するための手段】上記した課題を解決するために本発明は、配線基板の一方の面に、シンチレータ部材と光学的に接続されたフォトダイオードアレイとこのフォトダイオードアレイと電気的に接続されたスイッチ素子とが実装され、前記配線基板の他方の面に、前記フォトダイオードアレイからの電気信号を受けるデータ収集素子が実装された放射線検出器において、前記フォトダイオードアレイもしくは前記スイッチ素子と前記配線基板との接続、および、前記フォトダイオードアレイと前記スイッチ素子との接続の少なくともいずれか一方の接続が、フレキシブル基板を用いて電気的に接続されている放射線検出器を提供する。このとき、前記フレキシブル基板を用いての前記各部位との電気的な接続は、異方性導電シートもしくはTABにより接続されていることが好ましい。

【0006】また本発明は、配線基板の一方の面に、シンチレータ部材と光電変換面とが光学的に接続されたフォトダイオードアレイと、このフォトダイオードアレイと電気的に接続されたスイッチ素子が実装され、前記配線基板の他方の面に前記フォトダイオードアレイからの電気信号を受けるデータ収集素子が実装された放射線検出器において、前記フォトダイオードアレイは、前記光電変換面が形成されている主面から他方の主面に貫通する貫通配線が形成されており、前記他方の主面に設けられたバンプにより前記配線基板に対して実装されている放射線検出器を提供する。

【0007】このとき、前記貫通配線は、ポリシリコン、W、Ni、Cuのいずれかの材料により構成されていることが好ましい。

【0008】また本発明は、これらの放射線検出器を具備するX線CT装置を提供する。

## 【0009】

【発明の実施の形態】以下に、本発明の一実施の形態について図面を参照しながら説明する。放射線検出器が集積されて構成されるX線固体検出装置の構成の一例を、図1(a)および(b)にもとづいて説明する。図1(a)はX線固体検出装置の検出部の斜視図で、図1(b)はその構成要素である放射線検出器の斜視図である。医用のCTスキャナ装置(不図示)は、放射線であるX線源と被検体の体軸方向およびX線入射方向に対して垂直な方向(チャンネル方向)に1列に並ぶ複数のX線を検出するための放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nとを架台と共に被検体の回りで回転移動させることにより、X線ビームが被検体と交差する角度を定常的に変化させながらスキャンしてデータを得ている。放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nは、チャンネル方向に1列に並んで複数列、すなわち、8列以上で例えば10列が設けられ、X線源から放射されるX線ファンビーム(X線ビーム)のX線減衰測定値

である投影データを検出している。

【0010】つまり、放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nは、被検体を透過したX線線量を忠実に電荷量に変換するもので、それに用いられている各シンチレータセグメント2a、2b、2c...2nを構成している各シンチレータ部材3a、3b、3c...3nがX線を受けて蛍光を発生し、フォトダイオード4a、4b、4c...4nから構成されたフォトダイオードアレイ4によって電荷量(電流)に変換している。このように、放射線検出器モジュールは、シンチレータブロックが発する可視光を光電変換するモジュールであることから、『シンチレータモジュール』とも呼ばれる。CTスキャナに用いられるシンチレータ部材3a、3b、3c...3nの材料としては、無機結晶で、NaI(Tl)、CsI(Tl)、BGO(Bi<sub>4</sub>Ge<sub>3</sub>O<sub>14</sub>)、CdWO<sub>4</sub>等が用いられることが多い。

【0011】すなわち、放射線検出器に設けられた放射線検出器モジュール(マルチスライス)1a、1b、1c...1nは、X線を受光すると可視光を発生する2次元に配列された個別のシンチレータ部材3a、3b、3c...3nからなるシンチレータセグメント2a、2b、2c...2nと、このシンチレータセグメントにおいて発光した光を受光し信号電流を発生させるよう光学的に接合されたフォトダイオード4a、4b、4c...4nと、シンチレータセグメントとフォトダイオードアレイとの間に配置され、シンチレータ部材のチャンネルに沿った方向の配列上の位置ずれを隠すライン状のX線遮蔽体で構成する図示しないストライプブロックと、そしてこのX線遮蔽体に垂直にX線源側に配置したコリメータ5と、それらを一体に保持するための支持材6と、によって構成される。

【0012】このような放射線検出器を構成するために、まず、シンチレータ部材3a、3b、3c...3nを位置決め接着して順次各シンチレータセグメント2a、2b、2c...2nを形成し、これをフォトダイオードアレイ4の上に光学的に接着し、その後、配線基板7と電気的に接続されるように固着することにより放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nを構成する。そして、シンチレータ部材のピッチにあわせるよう組み込まれたコバルト合金製のコリメータ5に対して、フォトダイオードアレイ4を接着した放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nを位置合わせするようにして、支持材6に固定している。支持材6は、コリメータ5が所定ピッチに維持されるよう、各々を一体的に保持している。なお、配線基板7は多層配線基板であり、その表面にも所定の配線パターンが設けられている。この配線基板7の表面側にはフォトダイオードアレイ4とスイッチ素子が実装され、フォトダイオードアレイ4とスイッチ素子とは電気的に接続されている。また、このスイッチ素子は、配線基板7中に形成された貫通配線を介して、

(4)

特開2001-318155

配線基板7の裏面側に実装されているデータ収集素子(後述する)に電気的に接続されている。

【0013】したがって、放射線検出器モジュール1a、1b、1c…1nが有するシンチレータブロックにより受光した放射線は、その放射線量に応じた電力を有する電気信号に光電変換される。各フォトダイオード素子における電気信号を、スイッチ素子で素子選択しつつ取り出すことにより、シンチレータブロックに入射した放射線に対応する電気信号出力を検出データとして得ることができる。この検出データを半導体集積回路からなるデータ収集素子であるDAS(Data Acquisition System)により収集処理し、外部装置へ送出する。図2はDASの処理内容を示すブロック図である。すなわち、X線がシンチレータブロックにより可視光に変換され光電変換された後の信号の処理順序を示すものであり、シンチレータブロックを有する放射線検出器モジュール1a、1b、1c…1nからDASに検出データが送出され、順次アンプ11、サンプルホールド12、マルチプレクサ13、A-D変換機14において処理され、インターフェース15から、外部装置であるコンピュータ16に対して出力を行う。次に、配線基板に固定された放射線検出器モジュール、すなわち放射線検出器の各実施例について詳細に説明する。

【0014】(実施例1)図3(a)は本発明の放射線検出器の平面図で、図3(b)はその断面側面図である。配線基板7aはセラミックスやガラスエポキシ材からなり、多層配線で形成され表面に所定の配線パターン(不図示)が設けられている。この配線基板7a上にはフォトダイオードアレイ24とスイッチ素子28a、28b、28c…28nが実装され、フォトダイオードアレイ24やスイッチ素子28a、28b、28c…28nが実装される部分は各素子24および28a、28b、28c…28nの厚さに合わせて掘り込まれ、各素子24および28a、28b、28c…28nの面と配線基板7aの面がほぼ同一の高さになるように構成されている。フォトダイオードアレイ24上には、X線を光に変換するシンチレータ部材23a、23b、23c…23nが光学的に接続されて実装されている。また、配線基板7aの裏面にはデータ収集素子26a、26b、26c…26nが実装されている。また、フォトダイオードアレイ24と配線基板7aはパターン配線が施されたフレキシブル基板9a、9b、9c…9nでそれぞれ、配線基板7aの配線パターンに電気的に接続されており、また、スイッチ素子28a、28b、28c…28nと配線基板7aの入出力と同様に、配線基板7aの配線パターンにフレキシブル基板9a、9b、9c…9nで接続されている。したがって、各素子24および28a、28b、28c…28nは配線基板7aの配線パターンを介してそれぞれ電気的に接続されている。

【0015】これらフレキシブル基板9a、9b、9c

…9nと各素子2および28a、28b、28c…28nの接続には、異方性導電シートを用いたACF(Anisotropic Conductive Filament)法や、金バンプなどの突起状電極をあらかじめ形成してボンディングを行なうTAB法を用いている。本実施例では、ポリイミド材からなる絶縁シート上に、最小配線幅が35ミクロン、配線間距離が15μm、配線ピッチが50μmの銅配線を形成したフレキシブル基板7を、異方性導電シートを用いて接続を行っている。また、フレキシブル基板上や接続部分には、機械的強度と絶縁性の向上のため、エポキシ系樹脂により保護コートを施している(図示せず)ために、スライス数が8列以上(例えば10列)になっても正確に接続することができる。これに対して、従来行なわれていた方法であるワイヤボンディング法の場合では、実用的には80μm程度のパッドピッチへのボンディングが限界であったため、スライス数が8列以上になると、フォトダイオードアレイの各素子から取り出す信号線の数が膨大になり、50μm以下のパッドピッチへの接続が要求されるため、それへの対応は困難であった。

【0016】これらの放射線検出器モジュールの製造方法について、図3(a)と図3(b)を参照して説明する。まず、厚膜配線技術と同時焼成技術を用いて製作されたセラミック多層配線基板である配線基板7aの裏面に、パッケージングされたデータ収集素子26a、26b、26c…26nを半田付けにより実装する。次いで、フォトダイオードアレイ24とスイッチ素子28a、28b、28c…28nとを、エポキシ系樹脂を用いて配線基板7aの表面に接着固定する。その後、フレキシブル基板9a、9b、9c…9nと実装した各素子24および28a、28b、28c…28nと配線基板7aの位置合わせを行い、異方性導電シートにより接続を行った。その際の異方性導電シートの硬化温度は180℃で行った。最後に、シンチレータ部材23a、23b、23c…23nをフォトダイオードアレイ24に対して位置合わせを行い接着することで、放射線検出器モジュールを形成した。

【0017】(実施例2)図4(a)は本発明の放射線検出器の平面図で、図4(b)はその断面側面図である。この実施例における放射線検出器の構造は、配線基板の表面に実装された各素子間を電気的に接続しているフレキシブル基板の形状以外は、(実施例1)の構造と同様である。

【0018】すなわち、配線基板7bはセラミックスやガラスエポキシ材からなり、多層配線で形成され表面に所定の配線パターン(不図示)が設けられている。この配線基板7b上にはフォトダイオードアレイ34とスイッチ素子38a、38b、38c…38nが実装され、フォトダイオードアレイ34やスイッチ素子38a、38b、38c…38nが実装される部分は各素子の厚さ

(5)

特開2001-318155

に合わせて掘り込まれ、各素子34および38a、38b、38c…38nの面と配線基板7の面がほぼ同一の高さになるように構成されている。フォトダイオードアレイ34上には、X線を光に変換するシンチレータ部材33a、33b、33c…33nが光学的に接続されて実装されている。配線基板7bの裏面にはデータ収集素子36a、36b、36c…36nが実装されている。また、フォトダイオードアレイ34と配線基板7bは、配線が施されたフレキシブル基板39で電氣的に接続されており、また、スイッチ素子38a、38b、38c…38nと配線基板7bの入出力も同様にフレキシブル基板79で接続されている。これらフレキシブル基板39と各素子34および38a、38b、38c…38nの接続には、異方性導電シートを用いたACF (Anisotropic Conductive Film) 法や、金バンプなどの突起状電極をあらかじめ形成してボンディングを行なうTAB法を用いている。

【0019】このように、各素子34および38a、38b、38c…38nの電氣的な接続のための回路を1枚のフレキシブル基板39上に形成したものであるため、フレキシブル基板39の種類や枚数が減り、さらに接続工程も減少させることができるためにコスト的にも有利である。ただし、この場合は、フレキシブル基板39の接続には、フォトダイオードアレイ34、配線基板7b、スイッチ素子38a、38b、38c…38nのそれぞれの電極と、フレキシブル基板39の電極とが正確に位置合わせされた状態で各素子34および38a、38b、38c…38nを配線基板7bに接合させる必要がある。この位置合わせには、例えば、ハーフミラー（不図示）を有する両面位置合わせ装置（不図示）を用いることにより実現可能である。

【0020】この実施例で示した放射線検出器モジュールの製造方法は、基本的には（実施例1）の製法と同様である。まず、厚膜配線技術と同時焼成技術を用いて製作されたセラミック多層配線基板である配線基板7bの裏面に、パッケージングされたデータ収集素子36a、36b、36c…36nを半田付けにより実装する。次いで、フォトダイオードアレイ34とスイッチ素子38a、38b、38c…38nを、エポキシ系樹脂を用いて配線基板7bの表面に接着固定する。その後、フレキシブル基板39と、実装した各素子34および38a、38b、38c…38nと配線基板7bの位置合わせを行い、異方性導電シートにより接続を行った。その際の異方性導電シートの硬化温度は180℃で行った。最後に、シンチレータ部材33a、33b、33c…33nをフォトダイオードアレイ34に対して位置合わせを行った後に接着することで、放射線検出器モジュールを形成した。

【0021】（実施例3）図5（a）は本発明の放射線検出器の平面図で、図5（b）はその断面側面図であ

る。この実施例における放射線検出器の構造は、フォトダイオードアレイやスイッチ素子など検出器を構成する部品は（実施例1）および（実施例2）と同様であるが、この実施例では、フォトダイオードアレイやスイッチ素子がそれぞれバンプを用いて配線基板にフリップチップ実装されている。すなわち、配線基板7cはセラミックスやガラスエポキシ材からなり、多層配線基板で形成され表面に所定の配線パターン（不図示）が設けられている。この配線基板7c上の配線パターン上にはフォトダイオードアレイ44とスイッチ素子48a、48b、48c…48nが、バンプ49a、49b、49c…49nを介して実装されている。フォトダイオードアレイ44上には、X線を光に変換するシンチレータ部材43a、43b、43c…43nが配置されている。また、配線基板7cの裏面側にはデータ収集素子46a、46b、46c…46nが、バンプ49a、49b、49c…49nを介して実装されている。

【0022】この実施例で示した放射線検出器の製造方法は、まず、厚膜配線技術と同時焼成技術を用いて製作されたセラミック多層配線基板である配線基板7cの裏面に、パッケージングされたデータ収集素子46a、46b、46c…46nを、また、セラミック多層配線基板71の表面にスイッチ素子48a、48b、48c…48nを半田付けにより実装する。この場合、スイッチ素子48a、48b、48c…48nとデータ収集素子46a、46b、46c…46nは、各チップのおもて面に形成された電極に、バンプ49a、49b、49c…49nを例えば電気めっき法により形成し、フリップチップ法により実装している。

【0023】図6に、本発明のフォトダイオードアレイ44の断面の模式図を示す。光電変換部の本体となるフォトダイオード44a、44b、44c…44nが形成されている各々の拡散層51から信号を取り出す配線52が、フォトダイオードアレイ44の表面に形成されている。この配線52は、Si配線基板53の裏面を貫通して形成された貫通配線54に接続されるように延設されている。フォトダイオード44の裏面側には、貫通配線54に接続された状態でバンプ55が形成されている。なお、貫通配線54は、ポリシリコン、W、Ni、Cuのいずれかによって形成することができる。また、各配線52、54とSi配線基板53の間は、シリコン酸化膜で絶縁膜56a、56b、56cを形成して絶縁されている。貫通配線54の貫通穴はRIE方式のドライエッチングにより容易に形成でき、導電材料の充填はCVD法や電気めっき法により行なうことが可能である。充填材料は、CVD法ではポリシリコンやタングステン、電気めっき法ではニッケルや銅が、電氣的特性の面から有効である。また、突起状電極は電気めっき法により形成した銅バンプや半田バンプが高い信頼性で配線基板7と接続することができる。



(6)

特開2001-318155

【0024】通常、フォトダイオードアレイは、光電変換面と同じ側の主面に、光電変換によって得られた電流を出力するための電極が形成されている。このようなフォトダイオードアレイにおいては、原理的に光の検出を行なうためのフォトダイオード本体が形成されている面を多層配線基板側に向けて実装することは許されないため、従来は、ワイヤボンディングによって配線パターンとの接続が行われていた。本実施例では、図6に示す構造とすることにより、フォトダイオードアレイのフリップチップ実装を可能とした。

【0025】以上に説明したように、スライス数の多い放射線検出器の実装構造には、フォトダイオードアレイと配線基板、あるいは、フォトダイオードアレイとスイッチ素子、あるいは、スイッチ素子と配線基板の少なくとも一つの組み合わせが、フレキシブル基板7を異方性導電シート（ACF法）もしくはTAB法で電気的に接続する構造が有効である。また、光電変換部が配列された表面から裏面にむけて、内部を貫通する貫通配線54を設け、この貫通配線54に接続されるよう、パンプ55を裏面に形成したフォトダイオードアレイを構成した。パンプを用いて配線基板7にフリップチップ実装した構造は、光電変換面の高密度化に寄与し、さらにスライス数の多い放射線検出器の実装構造に適している。

【0026】また、これらの放射線検出器を、図1(a)に示したように円弧状に配列して構成したX線CT装置は有用である。それにより、放射線源から出たX線が人体を透過した後に放射線検出器に吸収され、その透過データをコンピュータで処理することで、精密で良好な画像が得ることが実現可能となる。

【0027】

【発明の効果】本発明によれば、従来技術では、高い信

頼性を持たせ、かつ、低いコストが実現できなかったマルチスライスX線CTで使用する放射線検出器を実現可能とする。また、それを用いたX線CT装置は、精密で良好な画像を得ることを可能とする。

【図面の簡単な説明】

【図1】 (a)はX線固体検出装置の斜視図、(b)は放射線検出器の斜視図。

【図2】 DASにおける信号処理の経路を示すブロック図。

【図3】 (a)は本発明の放射線検出器の実施例の平面図、(b)はその断面側面図。

【図4】 (a)は本発明の放射線検出器の実施例の平面図、(b)はその断面側面図。

【図5】 (a)は本発明の放射線検出器の実施例の平面図、(b)はその断面側面図。

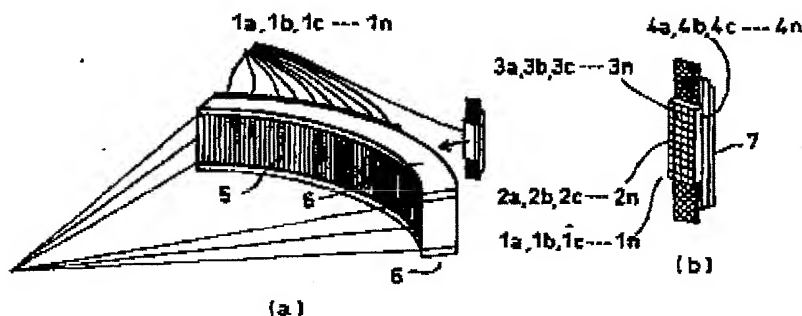
【図6】 本発明のフォトダイオードアレイの実施形態を示す断面側面図。

【図7】 (a)は従来の放射線検出器の実施例の平面図、(b)はその断面側面図。

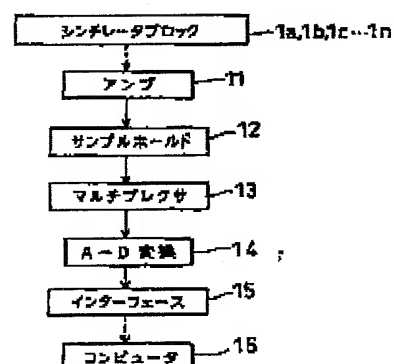
【符号の説明】

- 1a, 1b, 1c...1n...放射線検出器モジュール、
- 2a, 2b, 2c...2n...シンチレータセグメント、
- 3a, 3b, 3c...3n...シンチレータ部材、
- 4, 24, 34, 44...フォトダイオードアレイ、
- 7, 7a, 7b, 7c...配線基板、
- 8a~8n, 28a~28n, 38a~38n, 48a~48n...スイッチ素子、
- 9a, 9b, 9c...9n, 39...フレキシブル基板、
- 26a~26n, 36a~36n, 46a~46n...データ収集素子、
- 49a, 49b, 49c...49n...パンプ

【図1】



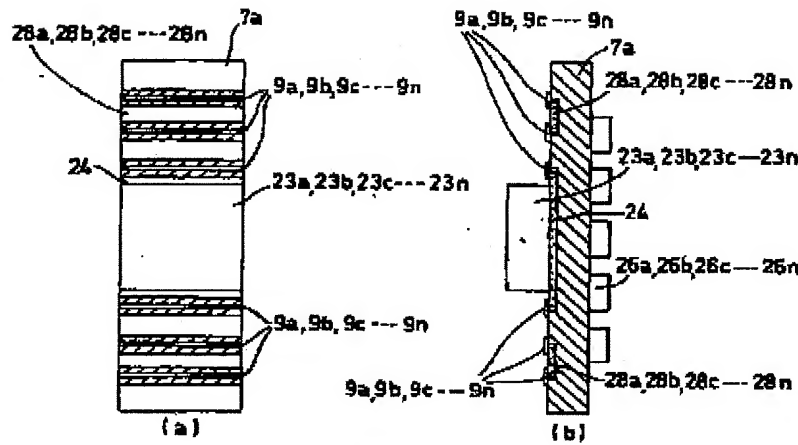
【図2】



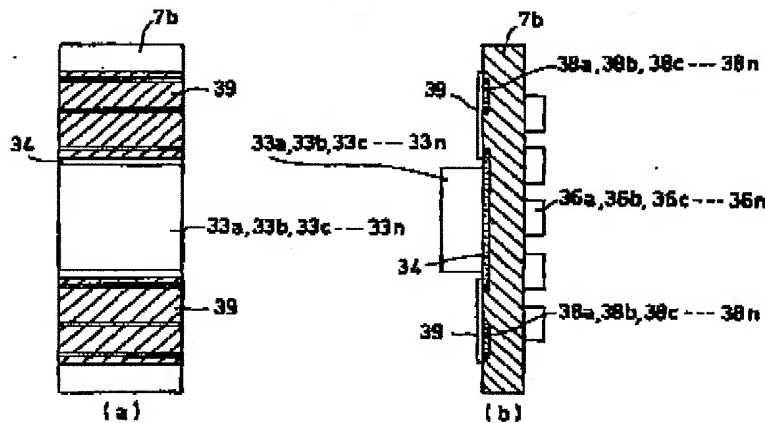
(7)

特開2001-318155

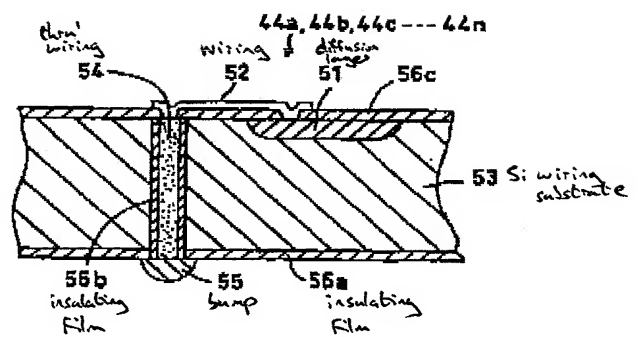
【図3】



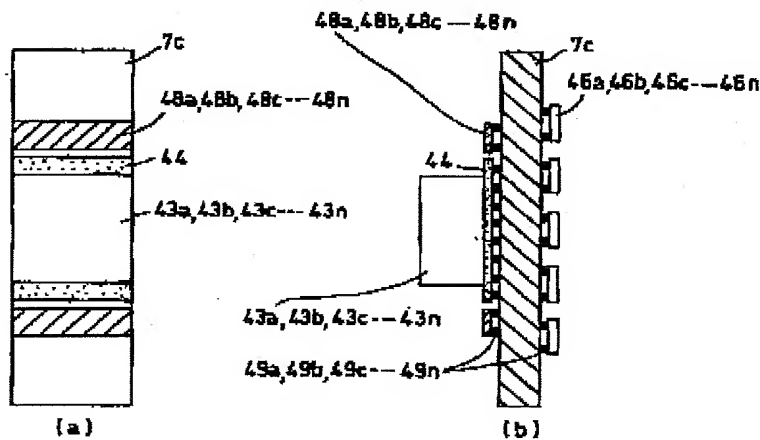
【図4】



【図6】



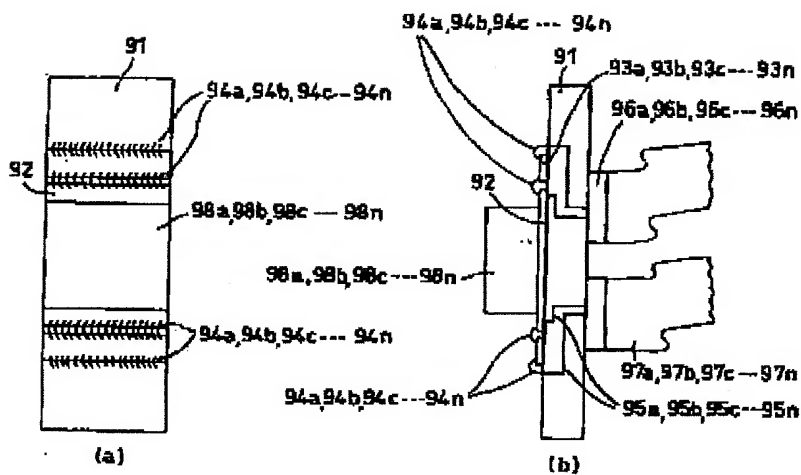
【図5】



(8)

特開2001-318155

【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 小野 真知子  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1  
株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 池田 光志  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株  
式会社東芝研究開発センター内  
Fターム(参考) 2G088 EE02 FF02 GG19 JJ02 JJ05  
JJ33  
4C093 AA22 BA10 CA02 CA18 CA27  
EB12

Mr. Rupert Cross  
November 1, 2007  
Page 2

**Partial Translation of Document D1 (JP 2001-318155 A)**

[0023] Fig. 6 shows a pattern diagram of the cross section of a photodiode array 44 according to the present invention. A wiring 52 is formed on the surface of the photodiode array 44 and takes out a signal from each diffusion layer 51 of photodiodes 44a, 44b, 44c ... 44n formed as a main body of the photo-electric conversion section. This wiring 52 is extended to be connected with a through wiring 54 which is formed by penetrating both faces of a Si wiring substrate 53. A bump 55 is formed on the rear face side of the photodiode 44 in the condition that the bump 55 is connected with the through wiring 54. Incidentally, the through wiring 54 can be formed with one of polysilicon, W, Ni and Cu. In addition, each of wirings 52 and 54 are insulated from the Si wiring substrate 53 by forming insulating films 56a, 56b and 56c with silicon dioxide films. The through hole of the through wiring 54 can be easily formed by dry etching of the RIE method and the filling of a conducting material can be performed by the CVD method or electroplating. As a filling material, polysilicon and tungsten are effective in the CVD method and nickel and copper are effective in electroplating from the viewpoint of electrical characteristics. In addition, a projecting electrode can be a copper bump or a solder bump formed by electroplating and can be connected with the wiring substrate 7 with high dependability.

[0024] Usually, a photodiode array includes an electrode to output a current acquired by photo-electric conversion on the principal plane of the same side as a photo-electric conversion side. In such a photodiode array, a connection with a wiring pattern is performed with wire bonding since it is not theoretically allowable that the surface, on which a main body of a photodiode for performing detection of light is formed, is directed toward a multilayer wiring substrate when mounted. According to the present example, a flip chip mounting of a photodiode array is enabled by employing a structure shown in Fig. 6.

[0025] As explained above, it is effective for a structure of mounting a radiation detector with many slices that at least one combination of a photodiode array and a wiring substrate, a photodiode array and a switching element, and a switching element and a wiring substrate employs a structure in which the flexible substrate 7 is electrically connected by the anisotropic conductive sheet (ACF method) or the

Mr. Rupert Cross  
November 1, 2007  
Page 3

TAB method. In addition, the through wiring 54 is provided to penetrate the interior towards the rear face from the front face where a photo-electric conversion section is arranged and the photodiode array is constructed so as to be formed with the bump 55 to be connected with this through wiring 54 on the rear face. The structure of the flip chip mounting on the wiring substrate 7 with the bump contributes to the densification of a photo-electric conversion and is suitable for a structure of mounting a radiation detector with many slices.

TOTAL P.05